

**DIE PNEUMATISCHE JACKE,
EINE MÖGLICHKEIT DER UNTERSUCHUNG
VENTILATORISCHER GRÖSSEN
BEI JUNGEN SÄUGLINGEN**

Rudolf Lindner

1977

Aus der Kinderklinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. K. Betke

DIE PNEUMATISCHE JACKE, EINE MÖGLICHKEIT DER UNTERSUCHUNG
VENTILATORISCHER GRÖSSEN BEI JUNGEN SÄUGLINGEN

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Rudolf Lindner
aus Trier

1976

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. K. Riegel
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med. K. Betke
Dekan:	Prof. Dr. med. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung:	24. 2. 1977



- VI. Einführung
- VII. Begründung der Notwendigkeit einer einheitlichen
Ausführung der verschiedenen Aufgaben
- VIII. Entwicklung der verschiedenen Aufgaben
1. Aufgaben der verschiedenen Aufgaben
2. Aufgaben der verschiedenen Aufgaben

Gewidmet
meiner Frau Carolin
und meinen Eltern

- IX. Inhaltliche Darstellung
- X. Zusammenfassung
- XI. Zusammenfassung und Zusammenfassung
1. Zusammenfassung
2. Zusammenfassung
- XII. Zusammenfassung
- XIII. Zusammenfassung
- XIV. Zusammenfassung

INHALT

1. Einleitung
- II. Möglichkeiten der Bestimmung atemmechanischer Funktionsgrößen beim jungen Säugling
- III. Entwicklung der Pneumatischen Jacke
 1. Milner's Pneumatische Jacke
 2. Unsere Pneumatische Jacke
- IV. Weitere, von uns angewandte Methoden
 1. Pneumotachographie
 2. Ösophagusdruckmessung
 3. Eichung
- V. Untersuchungsablauf
- VI. Untersuchte Kinder
- VII. Ergebnisse und Besprechung
 1. Kurvenbilder
 2. Meßwerte
- VIII. Zusammenfassung
- IX. Literatur
- X. Anhang



Digitized by the Internet Archive
in 2026

I. Einleitung

Die Anpassung Neugeborener an extrauterine Bedingungen wird im wesentlichen vom Ingangkommen der Ventilation, einer geordneten Atmungsregulation und -steuerung, sowie von zeitgerechten strukturellen und funktionellen Änderungen der Lunge bestimmt (c.f. BARTELS et al.). Es ist verständlich, daß man sich intensiv mit Untersuchungen relevanter Funktionsgrößen beschäftigt hat. Deren Ergebnisse waren unerläßliche Grundlage für eine angemessene Behandlung anpassungsgestörter Neugeborener. Alle diese Untersuchungen waren nur möglich mit großem instrumentellem und personellem Aufwand und einige nur mit erheblicher Beeinträchtigung der Probanden. Hinzukam, daß fast alle beim Erwachsenen geläufigen und erprobten Verfahren nicht einfach den kleineren Dimensionen angepaßt werden konnten bzw. unbrauchbar waren, wenn die Kooperation des Probanden erforderlich war. Somit waren neue Methoden zu entwickeln und zum Teil andere Meßgrößen einzuführen. In die Routine konnten Lungenfunktionsbestimmungen daher beim Neugeborenen keinen Eingang finden, sosehr dies für die Überwachung kranker Kinder wünschenswert wäre. Aus allem läßt sich ableiten, daß die Suche nach einfachen, die Kinder nicht belastigenden, möglichst in der Klinik gangbaren Meßverfahren nach wie vor aktuell ist.

1970 berichtete MILNER über eine pneumatische Jacke, mit der er bei Säuglingen ab 6. Lebensmonat indirekt das Atemzugvolumen bestimmen konnte. Was in diesem kritischen Alter möglich war, sollte besonders schonend sein und damit geeignet für Neugeborene.

Ich hatte die Aufgabe, dieses Verfahren beim Neugeborenen zu testen.

II. Möglichkeiten der Bestimmung atemmechanischer Funktionsgrößen beim jungen Säugling

Spirometrie, Pneumotachographie, Ganzkörperplethysmographie, Ösophagusdruckmessung, umgekehrte Plethysmographie und neuerdings Impedanz-Pneumographie sowie DuBois "Methode der -forces oscillation technique" sind die wichtigsten Verfahren, die für Lungenfunktionsprüfungen Neugeborener eingesetzt wurden. (Nelson et al. 1962 und 1963, Klaus et al. 1962, Auld et al. 1963, Karlberg et al. 1960, Krieger 1966, Cross 1949, Neergaard et al. 1927, Geddes et al. 1962, Dubois 1956). Sie haben jeweils Vor- und Nachteile und verlangen unterschiedlichen technischen Aufwand bzw. sind unterschiedlich irritierend.

1971 haben wir ergänzend damit begonnen, über eine Pneumatische Jacke aus Gummi (PJ) bei Früh- und Neugeborenen, Lungenfunktionsmessungen durchzuführen (16). Eine solche PJ hat MILNER 1970 zur indirekten Bestimmung des Atemzugvolumens bei Kindern ab dem 6. Lebensmonat entwickelt (18).

III. Entwicklung der Pneumatischen Jacke

1. MILNERS Pneumatische Jacke

Um bei Kleinkindern mit chronischen Lungenerkrankungen (Asthma, Mukoviszidose) atemmechanische Lungenfunktionsmessungen durchführen zu können, entwickelte MILNER eine Pneumatische Jacke aus Gummi (PJ) zur indirekten Bestimmung des Atemzugvolumens (18). Von folgenden Voraussetzungen ging er dabei aus: Einmal sollte es ein Verfahren sein, bei dem auf die aktive Mitarbeit des Probanden bei der Messung verzichtet werden konnte und zweitens durften

die teils erheblich atemgestörten Kinder durch die Messung nicht zusätzlich belastet werden. Für Verlaufskontrollen sollten die Daten außerdem reproduzierbar sein.

Die PJ hat das Aussehen einer Schwimmweste. Auf dem Prinzip eines Ganzkörperplethysmographen basierend wird hier die luftdicht verschlossene Box durch eine aufblasbare, dünnwandige Gummiweste ersetzt. Nach Vorarbeit von HEAF (11) und SMITH (28) hat MILNER fünf verschieden große Pneumatische Jacken hergestellt. Thorax und Abdomen werden von der PJ dicht umschlossen und die atemsynchronen Druckänderungen in ihr registriert. Diese Druckschwankungen hatten eine lineare Beziehung zum V_T . Die Eichung der PJ zur fortlaufenden Messung des V_T geschah durch Injektion definierter Mengen des Einatemgases in die Jacke.

2. Unsere Pneumatische Jacke

Da uns MILNERS's PJ als einfache Methode zur Erfassung atemmechanischer Parameter auffiel, die zusätzlich den Vorteil hat, Kinder kaum zu irritieren, war es unser Ziel, eine solche PJ auch bei Früh-, Neugeborenen und jungen Säuglingen einzusetzen.

Wir wollten damit eine wenig aufwendige Möglichkeit schaffen um bei atemgestörten Kindern Verlaufs-Messungen durchzuführen und außerdem in Langzeitmessungen atemphysiologische Besonderheiten dokumentieren und studieren zu können.

Als erstes fertigten wir aus einer Polyvinylchlorid Folie (PVC) von 0,1 mm Dicke eine aufblasbare Manschette. Mit einem Folienschweißgerät wurde diese Manschette verschlossen. Die PVC-Manschette wurde über Thorax und Abdomen der Kinder gestülpt und bis zu einem Innendruck von 4 mm Hg gebläht. Dann registrierten wir fortlaufend die atemsynchronen Druckschwankungen. Weniger Artefakte gab es nachdem wir als nächsten Schritt die Rückenpartien mit

dem Schweißgerät luftleer erschlossen haben. Trotz Anfertigung mehrerer Modelle mit Abänderungen der Form konnten wir niemals ein völlig luftdichtes System einer PJ aus PVC herstellen.

Wir gaben PVC als Material auf, ohne damit brauchbare Messungen durchgeführt zu haben, weil wir uns auf die Ergebnisse von MILNER im Modellversuch stützten (18). Er konnte feststellen, daß die statisch-physikalischen Dehnungseigenschaften des Stoffes befriedigend waren, weil man im Versuch mit Beuteln aus PVC eine lineare Abhängigkeit des Druckes vom injizierten Volumen bekam. Unter dynamischen Bedingungen konnten die Ergebnisse jedoch nicht befriedigen: Bei sinuswellenförmigen Volumeneinspritzungen mit verschiedenen Frequenzen ergab sich eine Abhängigkeit des Jackendruckes von der Frequenz und somit fehlte eine lineare Beziehung zwischen Druck und Volumen.

Nach MILNER's guten Ergebnissen bei der Prüfung von Gummi als Material haben wir auch unsere PJ daraus fertigen lassen. Unter statischen Bedingungen ist Gummi geeignet, weil er eine lineare Abhängigkeit des Druckes vom injizierten Volumen aufweist. Gleichzeitig fand sich unter dynamischen Bedingungen einer sinuswellenförmigen Volumeneinspritzung mit verschiedenen Frequenzen eine Funktion, die dem adiabatischen Quotienten nahekommt.

Auf Grund von Vergleichsmessungen bei verschieden großen Früh- und Neugeborenen, entwickelten wir eine PJ aus Gummi.*) Unser "Musterkind" war ein 2310 g schweres und 47 cm langes Frühgeborenes. Die Jacke (Abb. 1), hatte als äußere Abmessungen eine Größe von 33 x 22,5 cm, der Inhalt bei Vollfüllung betrug 1300 ml und die Dicke des Gummis 0,8 mm.

*) Der Firma METZELER, München, danken wir für die bereitwillige Fertigung der PJ.

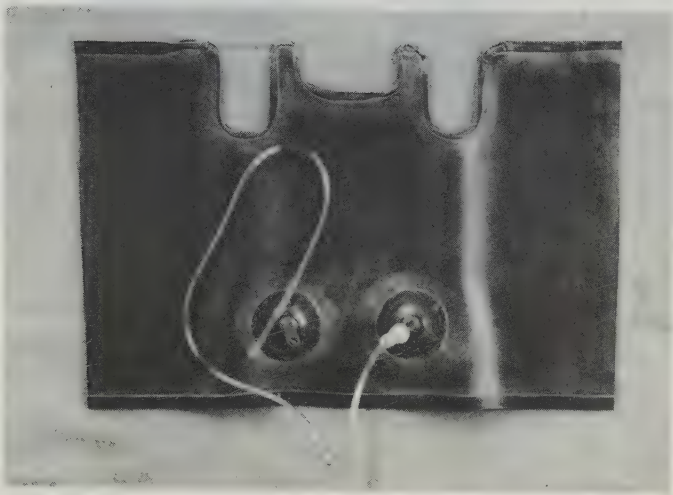


Abb. 1: Pneumatische Jacke (33 x 22,5 cm), wie sie bei den Messungen benutzt wurde.

Dünneres Material hatten wir nicht zur Verfügung. MILNER's PJ wurden aus 0,5 mm dickem Naturgummi hergestellt.

Unsere PJ war an der Rückseite offen. So kann sie den verschieden großen Kindern individuell angepaßt werden und liegt am Rumpf dicht an (Abb. 2).



Abb. 2: Frühgeborenes mit Pneumatischer Jacke. Das Kind ist so vorbereitet, daß die Messung sofort beginnen kann. Nur der Pneumotachograph liegt noch auf der Schaumstoffform, in die der Kopf zur besseren Beruhigung des Kindes eingepaßt ist.

Verschlossen wird die PJ dann durch Pflasterstreifen (besser wäre ein Klettenverschluß). Durch das dichte Anliegen an Thorax und Abdomen muß beim Blähen der PJ weniger Gas injiziert werden und es können die atemsynchronen Druckschwankungen exakter erfaßt werden. Dieses Manömen ist zu vergleichen mit einem Ganzkörperplethysmographen: Man würde hier unbefriedigende Ergebnisse bekommen, wenn man ein Kleinkind in einem Plethysmographen für Erwachsene messen wollte.

Die Rückenpartien der PJ waren luftleer. Damit werden Artefakte ausgeschaltet, die durch Bewegungen des auf dem Rücken liegenden Kindes entstehen. Dadurch, daß wir im Gegensatz zu MILNER unsere PJ hinten offen ließen, kamen wir bei Messungen mit einer Größe aus. In ihr wurden Kinder zwischen 980 g und 4040 g gemessen.

An der Vorderseite der PJ finden sich zwei Ansatzstutzen. Einer wird mit einer 100 ml luftdichten Glasspritze verbunden und mit ihr bis zu einem Innendruck von 4 mm Hg aufgepumpt. Über das zweite Ansatzstück erfolgt die Druckmessung durch das Manometer (Hansen Manometer, Fa. S & W, Kopenhagen, Dänemark).

IV. Weitere von uns angewandte Methoden

1. Pneumotachographie

Um die mit unserer PJ gemessenen Parameter zu eichen und werten zu können, haben wir gleichzeitig mit einem Pneumotachographen gemessen (FLEISCH-Kopf Größe 00). Im offenen Spirometrie-Verfahren erhielten wir die Strömungsgeschwindigkeit (V) und gleichzeitig über das integrierte Pneumotachogramm das Atemzugvolumen (V_T). Als Lungenfunktionsmeßplatz stand das Gerät Siregnost FD 40 (Fa. Siemens, Erlangen) zur Verfügung.

Die ersten Messungen machten wir mit einer weichen Gesichtsmaske. Dabei bekamen wir zu niedrige V_T Werte. Dies war bedingt durch die Undichte der Maske. Daraufhin schlossen wir den Pneumotachographen über ein Nasenansatzstück an die Kinder an. (Abb. 3). Wir haben dieses selbst gefertigt aus den vorderen 3 cm von Nasotrachealtuben (Fa. Portex, England), die über ein Y-Stück mit dem FLEISCH-Kopf verbunden wurden.

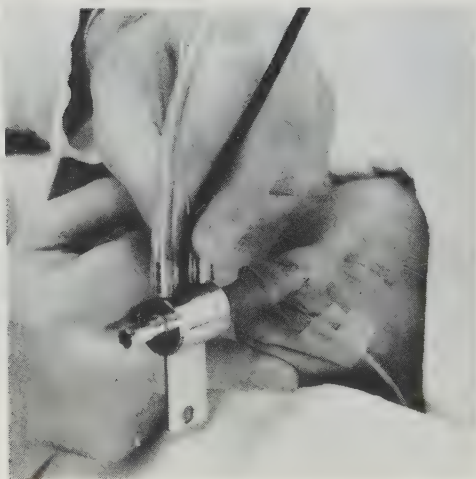


Abb. 3: Pneumotachographie über Nasenansatzstück (Binasaltubus). Untersucher hat den Mund des Frühgeborenen dicht verschlossen. Aus dem linken Mundwinkel kommt der Katheter der Ösophagusballonsonde.

Noch zwei weitere Vorteile hat das Nasenansatzstück: Da Neugeborene in den ersten 6 Wochen Nasenatmer sind (27), erscheint dieser Zugang physiologischer. Außerdem entfällt mit dem Nasenansatzstück der größere Totraum einer Atemmaske. Er beträgt bei einer Neugeborenenmaske 5 ml. Dies entspricht 20-25 % des V_T (29). Unbedingt muß man darauf achten, daß die Nasenansätze eng anliegen und eine Undichte vermieden wird.

Die Pneumotachographie wurde begonnen, sobald die Probanden einige Minuten ruhig mit PJ und Ösophagussonde geatmet hatten. In der Regel wurden die Kinder im Moment des Einführens des Nasenansatzstückes unruhig und schrien. Nach dem Zupressen des Mundes konnten einige Kinder nicht mehr über den Pneumotachographen ein- und ausatmen. Dieser Handgriff erforderte ein großes Maß an Erfahrung und Konzentration, denn schon kleinste Bewegungen des Untersuchers mit dem Meßwertaufnehmer oder beim Schließen des Mundes irritierten die Kinder. In Einzelfällen mußten wir daher die Messung sogar abbrechen.

2. Ösophagusdruckmessung

Für die Berechnung der Compliance als wichtigen atemmechanischen Parameter führten wir Ösophagusdruckmessungen durch. Gestützt auf die Erfahrungen anderer (26, Cogswell, J.J. pers. Mitteilung) verwendeten wir Luft-gefüllte Ballonsonden.

Sie wurden in Anlehnung an MEAD (17) aus Revultex (Metallgesellschaft AG, Frankfurt/M.) im Eintauchverfahren selbst hergestellt: Um den Ösophagusdruck optimal ableiten zu können, muß der Ballon der Sonde klein und dünnwandig sein. Die von uns gefertigten Sonden waren 3 cm lang und 0,7 cm breit. Der Inhalt des Ballons betrug während der Messung 0,2 - 0,3 ml.

Bei der Ösophagusdruckmessung hat die Sondenspitze im unteren Drittel des Ösophagus zu liegen (26). Dies erreichten wir, durch Verschieben der Ballonsonde unter gleichzeitiger Druckregistrierung bis in den Magen. In diesem Moment sind auf dem Manometer positive Druckschwankungen abzulesen. Anschließend zogen wir die Sonde wieder vorsichtig zurück bis zum Umschlag in negative Druckschwankungen. Das bedeutet, daß jetzt die Sondenspitze im unteren Drittel des Ösophagus liegt.

Peristaltische Wellen im Ösophagus können als Artefakte das Kurvenbild stören, ebenso die Pulsationen des Herzens.

Zwischenzeitlich wies AHLSTRÖM (1) auf Grund eigener Ergebnisse nach, daß auch mit Wasser gefüllte Sonden gute Ergebnisse zulassen. Damit erübrigt sich u.U. die mühsame Selbstanfertigung der Ballon-Sonden und Schwierigkeiten durch Undichte dieser Meßwertfühler.

3. Eichung

Die Eichung der PJ, des Ösophagusdrucks und des Pneumotachographen führten wir vor und nach jeder Messung durch, stichprobenweise auch während der Untersuchung.

Die Eichung der PJ erfolgte über ein Hansen-Manometer. Dieses war vorher mit einem GAUER Manometer kalibriert worden. Der Pneumotachograph wurde mittels einer luftdichten 20 ml und 100 ml Glasspritze geeicht und anschließend mit einem geeichten Reduzierventil. Die Kalibrierung des Ösophagusdrucks erfolgte über ein Wassermanometer am Siregnost FD 40.

Alle Parameter schrieben wir mit dem 8-fach-Schreiber Varioscript (Fa. Schwarzer, München).

V. Untersuchungsablauf

In folgenden Schritten verliefen die Messungen: Zunächst hüllten wir die Kinder in die vorgewärmte PJ und fixierten diese in passender Lage durch Pflasterstreifen. Dann wurden mit Gummibändern die EKG-Elektroden an den Extremitäten angelegt. Ganz wesentlich war als nächster Schritt die Immobilisierung des Kindes im Inkubator oder Wärmebett.

Nur so ist ein ungestörter Meßablauf möglich. Später hat sich eine Schaumstoffform besonders bewährt, in der der Kopf ruhiggestellt war. Die Augen der Kinder wurden

abgedeckt. So kamen sie rascher zur Ruhe. Als nächstes führten wir, wie bereits beschrieben die Ösophagus-Ballon-Sonde ein. Damit waren die Meßwertaufnehmer mit Ausnahme des Pneumotachographen angebracht und wir begannen diese in Verbindung mit den Instrumenten in der beschriebenen Weise zu eichen, auch den FLEISCH-Kopf. War dies geschehen, so begannen wir mit der fortlaufenden Registrierung. Dabei benutzten wir den Pneumotachographen erst, wenn die Kinder sich ganz beruhigt hatten. Das EKG zeigte dann den Pulsabfall zu Ruhewerten an. Diesen Wert benutzten wir später zur Differenzierung der Aktivitätszustände.

Am Ende der Langzeitregistrierung mit der PJ und der Ösophagus-Ballon-Sonde sowie der intermittierenden Registrierung mit dem Pneumotachographen zogen wir den Kindern die Jacke aus. Dann wurde noch eine Zeit lang nur mit dem FLEISCH-Kopf und der Ösophagussonde gemessen. Wir wollten so prüfen, ob und wie die PJ die gemessenen Parameter beeinflusst. Abschließend erfolgte nochmal eine Eichung, so wie sie schon vor Beginn der Messung durchgeführt worden war.

Von einigen Messungen am Anfang abgesehen haben wir auf eine Sedierung der Kinder verzichtet, um unter physiologischen Bedingungen messen zu können.

Unsere Messungen begannen wir etwa zwei Stunden nach der letzten Mahlzeit des Kindes. Nach diesem Intervall kamen die Kinder am schnellsten zur Ruhe und tolerierten auch am besten das Einführen der Ballon-Sonde. Dies war nicht der Fall bei den Untersuchungen, die wir unmittelbar nach dem Füttern durchgeführt hatten.

Regelmäßig kam es nach einer gewissen Zeit durch die Erwärmung der Jacke am Kind zu einem Druckabfall in der P.J. Durch Nachfüllen von Luft glichen wir ihn wieder aus. Der Jackeninnendruck sollte bei 4 mm Hg liegen:

Bei zu niedrigen Druck werden keine, oder zu flache, Ausschläge aufgezeichnet. Bei zu hohem Druck wird die kindliche Einatmung durch die Thoraxkompression behindert.

VI. Untersuchte Kinder

Es wurden 182 Langzeitmessungen bei 34 Kindern durchgeführt. Dabei waren 23 Frühgeborene und 11 Neugeborene. Die Frühgeborenen setzten sich zusammen aus 10 adaptationsgestörten und 13 gesunden Kindern, die Neugeborenen aus 7 adaptationsgestörten und 4 gesunden Kindern. Die klinischen Daten der Kinder sind in Tab. 1 zusammengefaßt.

In ein Protokollbuch machten wir folgende Angaben zu den Probanden: Geburtsdatum und -stunde, Schwangerschaftsverlauf, Geburtsverlauf, Geburtsgewicht und -länge, Allgemeinzustand am Meßtag; Gewicht, Länge, Puls, Atemfrequenz und Rektaltemperatur am Meßtag, Zeitpunkt der letzten Fütterung, Datum, sowie Beginn und Ende der Messung, Umgebungstemperatur und O_2 -Konzentration der Einatemluft, Besonderheiten (Medikamente, Dauertropfinfusion, Erkrankungen, Fehlbildungen). Im Verlauf der Messung notierte der eine von uns Beobachtungen an entsprechender Stelle auf dem Papier des Schreibers. Zur besseren Übersicht übertrugen wir diese Angaben nach der Messung in das Protokollbuch. Diese Beobachtungen betrafen vorwiegend das Verhalten der Kinder und deren momentanen Aktivitätszustand: Schreien (kräftig, leise-wimmern), Ruhe im Wachzustand, Schlaf (mit und ohne Bewegungen der mimischen Muskulatur), Seufzer, apnoische Pausen, Apnoeanfälle, periodische Atmung, Singultus; Atemnot mit und ohne Cyanose.

Tabelle 1

Kind Geschlecht	Nr.	Geburts- tag	Geburts- gewicht (g)	Diagnose	Alter am Tag der Messung (Tage)
Gub, wbl.	1, 2, 4, 9, 15, 17, 18	9.1.72	2400	Früh- geborenes	1, 2, 3, 4, 14, 18, 19, 25
Hei, mnl.	8, 11, 13, 19 26, 28, 42	12.1.72	1850	Früh- geborenes	1, 2, 3, 17, 29, 30, 37
Pap, wbl.	27, 29, 32	23.1.72	2150	Früh- geborenes	4, 18, 21, 25
Ber, mnl.	157, 165, 176	6.4.72	2250	Früh- geborenes	28, 31, 39
Wei, mnl.	162, 167, 169 174, 179	5.5.72	1680	Früh- geborenes	2, 3, 4, 7, 12
Dem, mnl.	175, 180, 182	12.5.72	2140	Früh- geborenes	3, 5, 6
Rup, mnl.	89, 94, 100 105, 107	10.3.72	1800	Früh- geborenes	10, 15, 16, 18, 19
Dic, wbl.	91, 96, 99 103, 108, 112 118	21.3.72	2350	Früh- geborenes	3, 4, 5, 6, 8, 23, 25

Zan, wbl.	47, 50, 51, 60 65	21.2.72	2400	Früh- geborenes	1, 2, 3, 8, 10
Gue, mnl.	66, 68, 70, 72 87	3.3.72	2050	Früh- geborenes	1, 3, 4, 7, 19
Sche, wbl.	75, 76, 79, 88 95, 104	13.3.72	2400	Früh- geborenes	1, 2, 3, 7, 12, 15
SchII, mnl.	125, 129, 134 142, 158, 172	19.4.72	1680	Früh- geborenes	1, 3, 4, 7, 15, 22
Gre, wbl.	128, 132, 138 141, 148, 155	20.4.72	2000	Früh- geborenes	1, 2, 3, 6, .11, 13, 21
Mer, wbl.	135, 140, 145 153, 160	28.2.72	700	Frühgeborenes RDS	54, 58, 62, 64, 66, 72
Dag, mnl.	144, 156, 164 168, 181	30.4.72	1000	Frühgeborenes adaptations- gestört	1, 4, 7, 9, 18
Wie, mnl.	34, 38, 41	13.2.72	1220	Frühgeborenes RDS	1, 3, 4
Eis, mnl.	35, 36, 40, 45 48, 52, 58, 63 69, 77, 85, 93 101	15.2.72	1450	Frühgeborenes RDS	1, 2, 3, 7, 9, 11, 14, 16 18, 28, 33, 38, 41

Ial, mnl.	56, 59, 62	23.1.72	1200	Frühgeborenes RDS, maschinelle Beatmung hypoxischer Cerebralscha- den	3, 6, 7
Sif, wbl.	90, 92, 97, 98 102, 111, 117	17.3.72	2000	Frühgeborenes RDS	3, 7, 8, 9, 10, 27, 30
Muc, mnl.	109, 110, 139, 146, 154, 161 171	30.3.72	2100	Frühgeborenes RDS	1, 1, 27, 32, 34, 36, 42
SueII, mnl.	113, 115, 116, 119, 122, 130 137, 151, 163 178	3.4.72	1600	Frühgeborenes adaptations- gestört	11, 12, 13, 14, 15, 18 20, 29, 34, 43
Ber, wbl.	147, 152 159, 166, 177	30.4.72	2025	Frühgeborenes adaptations- gestört	1, 2, 4, 7, 16
Ips, mnl.	33, 37, 43, 44 49, 53, 57, 67 71, 74, 84	13.2.72	1650	Frühgeborenes RDS	1, 3, 5, 7, 9, 11, 14, 17 18, 27, 33
Sal, mnl.	106	28.3.72	3580	Neugeborenes	1
Sch, mnl.	61, 64, 73, 78 83	29.2.72	3900	Neugeborenes	1, 3, 8, 14, 17
Doe, wbl.	80, 81, 82, 86	16.3.72	3800	Neugeborenes	1, 1, 2, 3

Mur, wbl.	114	14.4.72	3620	Neugeborenes	1
Fra, mnl.	120, 124, 127 133, 143, 149	14.4.72	2700	Neugeborenes maschinelle Beatmung	3, 4, 5, 8, 12, 17
Lis, mnl.	121, 123, 126 131, 136	17.4.72	2570	Neugeborenes adaptations- gestört	1, 2, 3, 4, 6
TonII, wbl.	3, 6, 7, 10 16	11.1.72	2610	Neugeborenes adaptations- gestört	1, 2, 2, 3, 12
Mai, wbl.	12	13.1.72	2600	Neugeborenes adaptations- gestört	1
Aue, mnl.	14, 30, 46 54, 55	13.1.72	3100	Neugeborenes RDS	1, 29, 39, 42, 43
Par, mnl.	20, 31	30.1.72	2540	Neugeborenes RDS	1, 13
Pre, mnl.	22, 23, 24	2.2.72	2900	Neugeborenes adaptations- gestört	1, 2, 3

Tab. 1: Übersicht der Kinder bei 182 Langzeitmessungen, atemmechanischer Lungenfunktions-
prüfungen.

VII. Ergebnisse und Besprechung

1. Kurvenbilder

Der Vergleich der Kurven der PJ und des FLEISCH-Kopfs, (Abb. 4), in Ruhe zeigt ein gutes Übereinstimmen.

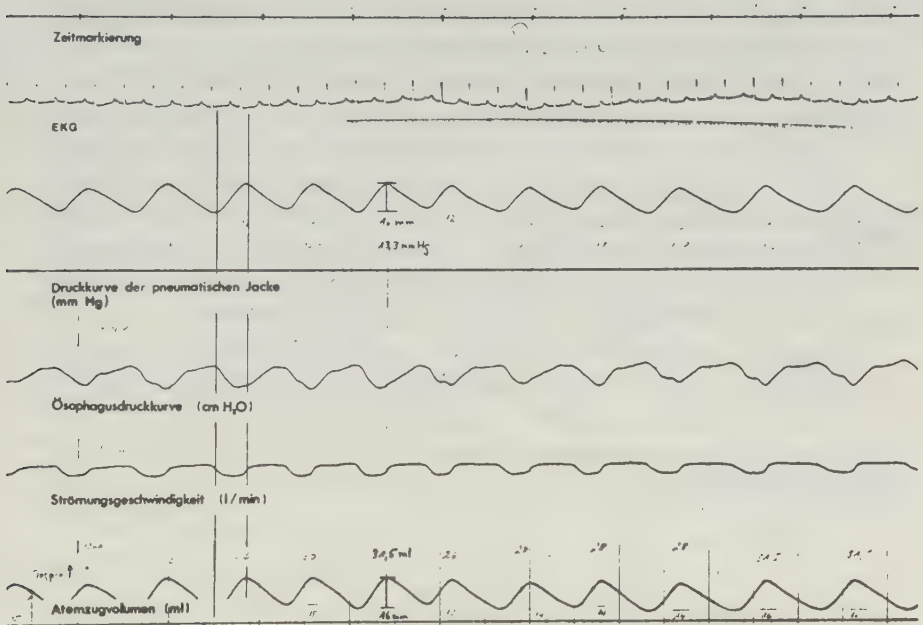


Abb. 4: Originalableitung in Ruhe. Im Bild oben die Zeitmarkierung. Nach unten folgen die Kurven von EKG, Druckkurve der Pneumatischen Jacke, Ösophagusdruckkurve, Strömungsgeschwindigkeit und Atemzugvolumen.

Von oben nach unten sind dargestellt. 1) Zeitmarkierung in Sekunden, 2) EKG, 3) Druck in der Pneumatischen Jacke, 4) Druck in der Ösophagus-Ballonsonde, 5) Strömungsgeschwindigkeit (FLEISCH-Kopf) und 6) Atemzugvolumen (integriert aus Strömungsgeschwindigkeit).

Regelmäßig fiel eine Phasenverschiebung der Kurve des Jackendrucks gegen das Atemzugvolumen auf: Maximum und Minimum eines Atemzyklus wurden mit der PJ um jeweils ca. 0,04 Sek. vor dem mit dem Pneumotachographen gemessenen Atemzugvolumen geschrieben. Die Erklärung hierfür dürfte in der Trägheit des Systems der Pneumotachographie liegen.

Abb. 5 zeigt einen Ausschnitt einer Originalableitung beim Schreien.

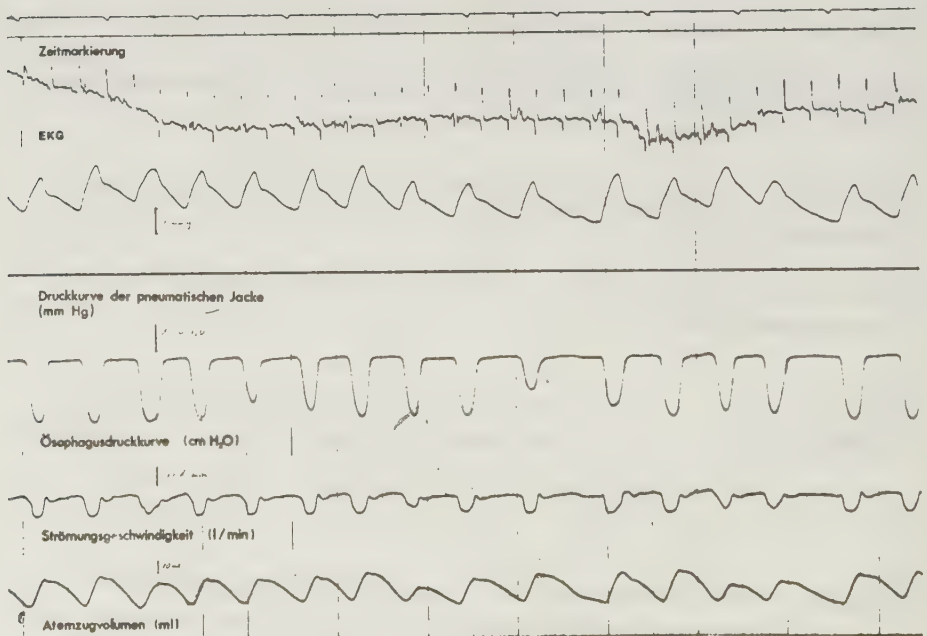


Abb. 5: Originalableitung bei einem schreienden Frühgeborenen. Hier ist das Kurvenbild unruhiger und die Ausschläge sind größer, entsprechend dem Anstieg der Funktionsgrößen.

Auch hier gibt es keine Schwierigkeiten, mit der PJ gute Kurvenbilder zu schreiben, wenn man sie vergleicht mit den Kurven des Pneumotachographen. Jedoch sehen die Kurvenbilder von PJ und FLEISCH-Kopf jetzt etwas unterschiedlicher aus, wenn man sie vergleicht mit den in Ruhe geschriebenen. Gleichzeitig ergab die Auswertung solcher Kurven, daß beim Schreien eine schlechte Korrelation besteht zwischen Atemzugvolumen und Jackenausschlag. Die in Ruhe beobachtete Phasenverschiebung der Kurven findet sich auch beim Schreien.

Die Kurven der bis zu drei Stunden dauernden Langzeitregistrierungen mit der PJ lassen in dieser Zeit verschiedene Atemmuster erkennen, je nach Aktivitätszustand, Reifegrad und einer eventuell bestehenden Atemnot. So konnten wir als Beispiele registrieren: Regelmäßige Atmung, periodische Atmung mit apnoischen Pausen, Atemkurven beim kraftlosen und kräftigen Schreien, sowie in Ruhe, beim Einschlafen und im Schlaf. Die stöhnende Atmung der Kinder mit Atemnot fällt auf durch den langsamen Druckabfall in der PJ während der Expiration, bedingt durch den teilweisen Glottisverschluß, wobei erst unmittelbar vor der folgenden Inspiration die Stimmbänder ganz geöffnet werden und dann die vollständige Ausatmung rasch stattfindet. In der Kurve erkennt man hier deutlich eine abgesetzte Stufe am Ende der Ausatmung.

2. Meßwerte

Um die Brauchbarkeit der PJ durch Meßwerte zu belegen, haben wir von den 182 Langzeitmessungen insgesamt 19 Beispiele ausgewählt. Zunächst haben wir aus den aufgezeichneten Kurven die Werte des pneumotachographisch bestimmten Atemzugvolumen mit den entsprechenden Größen des Jackendruckes ausgemessen. Die Werte wurden in Tabellenform geordnet (Anhang). Wir entnahmen sie jeweils dem inspiratorischen Schenkel der Kurve (inspiratorisches Atemzugvolumen).

Aus den Meßwerten errechneten wir die Korrelation zwischen Atemzugvolumen und dem dazugehörigen Druck in der PJ: Es wurde die lineare Regression aus den Einzeldaten der Messung ermittelt (Tab. 2) *).

Als Beispiel zeigt Abb. 6, die Meßwerte von Atemzugvolumen mit den entsprechenden Werten des Jackendruckes eines Kindes bei 103 Atemzügen in Ruhe.

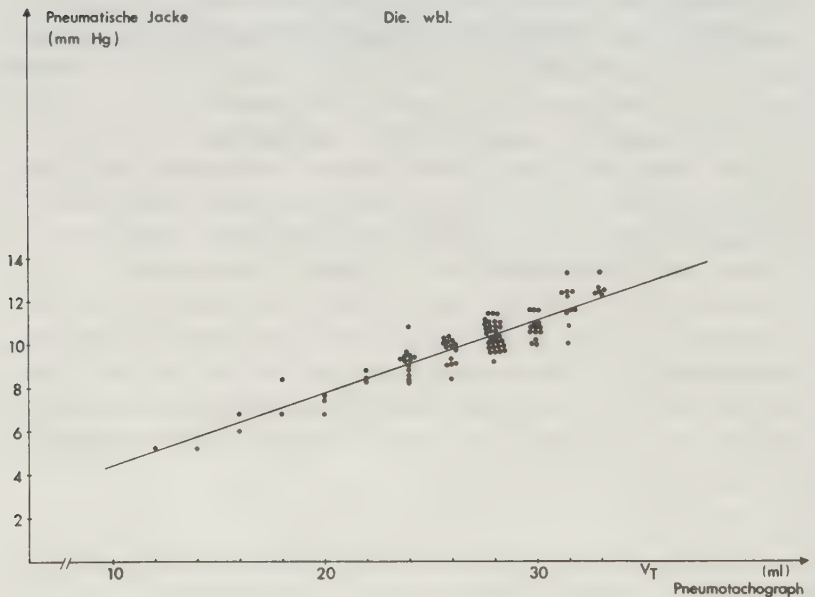


Abb. 6: Beziehung zwischen Druck in der Pneumatischen Jacke und dem gleichzeitig mit dem Pneumotachographen ermittelten Atemvolumen, V_T . Aufgetragen sind 103 Werte beim selben Kind, dazu die Regressionsgerade.

*) Mit Unterstützung von Hr. Dr.A.Neiss, Inst. f. Med. Statistik und Dokumentation der Technischen Universität, München

Tabelle 2

Kind	Meßwert	a	b	r	n	s y, x
Die., wbl.	91/39/72	5,56	0,58	0,83	26	0,83
" "	112/48/72	0,33	1,16	0,90	103	0,67
" "	112/47/72	3,32	0,27	0,82	54	0,98
" "	118/13/72	3,68	0,63	0,88	95	0,81
" "	118/16/72	3,27	0,56	0,84	92	0,96
Lis., mnl.	131/42/72	0,50	0,40	0,86	68	0,67
" "	131/44/72	10,13	0,18	0,34	25	2,12
" "	136/51/72	1,26	0,71	0,93	29	1,23
Fra., mnl.	120/20/72	1,52	0,65	0,97	27	0,57
" "	124/29/72	7,02	0,35	0,49	21	1,59
" "	124/31/72	7,72	0,28	0,45	37	1,31
" "	127/8/72	2,72	0,60	0,83	43	0,53
" "	133/72	1,65	0,51	0,87	116	0,93
" "	143/72	3,03	0,59	0,93	82	0,93
" "	149/72	5,95	0,28	0,63	81	0,88
SueII., mnl.	151/10/72	1,82	1,45	0,87	37	1,94
" "	151/12/72	0,61	1,26	0,87	36	1,62
" "	163/38/72	1,53	0,86	0,94	27	0,84
" "	163/35/72	0,20	0,86	0,66	25	1,69

Tab. 2: Statistische Analyse der Beziehung zwischen dem Druck in der Pneumatischen Jacke und den entsprechenden, mit dem Pneumotachographen gemessenen Atemvolumwerten.

Auf der Abszisse wurde das Atemzugvolumen und auf der Ordinate der Jackendruck aufgetragen. Zusätzlich haben wir die statistisch ermittelte Regressionsgerade eingezeichnet. Die errechnete Regression, beträgt 0,9; die Streuung um die Regressionsgerade, $s_{y,x} : 0.67$. Damit besteht eine gute Korrelation zwischen eingeatmetem Atemzugvolumen und gleichzeitig gemessenem Druck in der Jacke. Wie Tab. 2 zu entnehmen, sind auch bei den übrigen Beispielen die bestimmten Regressionen gut.

Betrachtet man demgegenüber exemplarisch die Werte bei einem schreienden Kind, (Kind: Lis., mnl., 131/42/72), so beträgt hier die Regression nur 0.34 und es ergibt sich eine Streuung um die Regressionsgerade von ± 2.12 . Somit ist hier, wie wir dies auch bei anderen schreienden Kindern finden konnten, das Verhältnis von Atemzugvolumen und Jackendruck so schlecht, daß die PJ in solchen Aktivitätsphasen nicht geeicht werden kann, was in Ruhe schon möglich ist.

In Abb. 7, wurden alle 16 errechneten Regressionsgeraden in ein Koordinatensystem eingetragen.

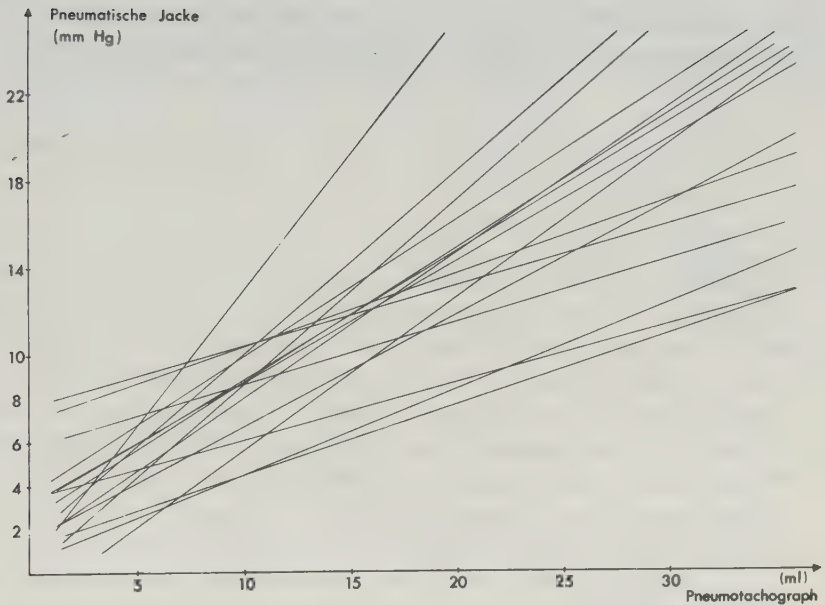


Abb. 7: 16 Regressionsgeraden von vier Kindern und Messungen, an verschiedenen Tagen (in Ergänzung zu Abb. 6).

Die Geraden stammen von vier Kindern und Messungen an verschiedenen Tagen. Die Tatsache, daß sich bei verschiedenen Kindern, an verschiedenen Tagen, abweichende Geraden ergeben, zwingt zu der Forderung, bei jeder Messung die PJ im Ruhestand des Kindes neu zu eichen. Denn die Korrelation Atemzugvolumen zu Druck in der PJ, ändert sich von Messung zu Messung. Die Eichung durch Injektion definierter Gas-mengen in die PJ, wie dies bei MILNER's größeren Kindern möglich war, ergab bei uns keine brauchbaren Werte.

Die Abweichung von 7 Regressionsgeraden beim selben Kind als Resultat von Messungen an verschiedenen Tagen Abb. 8.

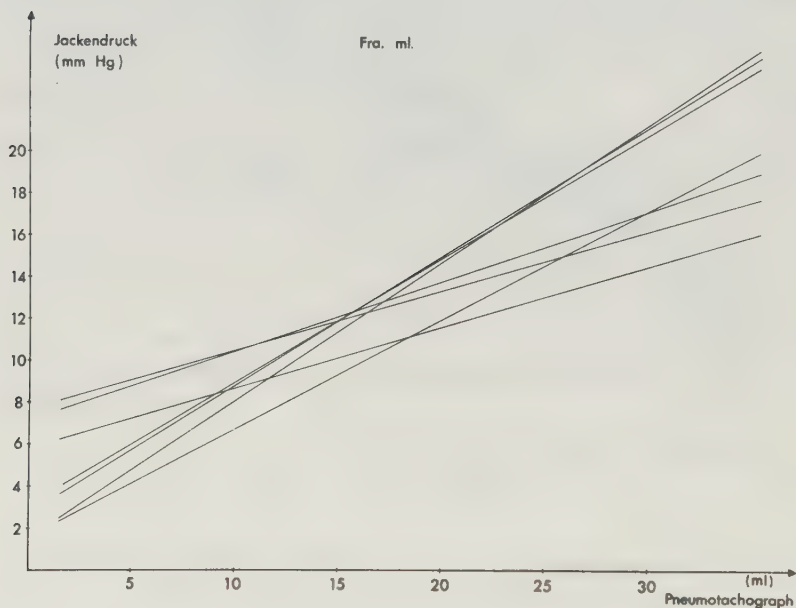


Abb. 8: 7 Regressionsgeraden eines Kindes von Messungen mit der Pneumatischen Jacke und gleichzeitig mit dem Pneumatographen an verschiedenen Tagen.

Keine Regressionsgerade ist ganz identisch einer anderen. Diesem Umstand wird Rechnung getragen, durch neue Eichung der PJ für jede Messung. Es ist unmöglich, Kindern die PJ

so anzulegen, daß genau reproduzierbare Meßbedingungen geschaffen werden. So müssen dann zwangsläufig die Regressionsgeraden unterschiedlich liegen.

VIII. Zusammenfassung

Es wurde eine Pneumatische Jacke aus Gummi entwickelt, um bei jungen Säuglingen ventilatorische Größen zu untersuchen. Bei 182 Messungen an 23 Früh- und 11 Reifgeborenen, wurde dieses Verfahren zur indirekten Bestimmung des Atemzugvolumens getestet. Die Kinder haben im Verlauf der bis zu drei Stunden dauernden Langzeitmessungen die Pneumatische Jacke gut toleriert. Sie wurden nicht irritiert, wie dies bei Verwendung von Masken oder Nasenansatzstücken regelmäßig zu beobachten ist. Durch die fortlaufende Registrierung mit der Pneumatischen Jacke über längere Zeitabschnitte konnten wir unterschiedliche Atemmuster bei verschiedenen Aktivitätszuständen dokumentieren.

Diese indirekte Methode zur fortlaufenden Bestimmung des Atemzugvolumens erfordert aber für jede Messung die Eichung der Pneumatischen Jacke mit einem Pneumotachographen. Dabei ist eine Ruhephase abzuwarten. Die Regression der Wertepaare ist linear, der individuelle Korrelationskoeffizient beträgt zwischen 0.45 und 0.97 (in 75% 0.82). Damit sind nur wenige Eichpunkte erforderlich.

Lebenslauf

Am 4.1.1947 wurde ich als Sohn des Landwirtes Ernst Lindner und seiner Ehefrau Maria, geb. Cremer in Weiden geboren. Grundschule und Humanistisches Gymnasium bis zur 3. Klasse absolvierte ich in Wiesbaden. Nach einem Umzug ins Saarland und 7 weiteren Schuljahren am Neusprachlichen Gymnasium in Lebach legte ich 1966 die Reifeprüfung ab.

In diesem Jahr begann ich an der Universität München mit dem Studium der Mathematik und Physik. Im WS 1968/69 immatrikulierte ich mich an der genannten Universität für das Studium der Medizin. Am 18. Dez. 1974 beendete ich das Staatsexamen mit Erfolg.

1971 begann ich mit Herrn Dr. Mantel an der Universitäts-Kinderklinik die oben beschriebenen Untersuchungen durchzuführen.

Herrn Professor K.Riegel, danke ich für die Überlassung des Themas sowie die zahlreichen nützlichen Anregungen und Hinweise während der Versuche und der Niederschrift dieser Arbeit.

Ganz besonders danken möchte ich Herrn Dr.K.Mantel. Wir haben gemeinsam alle Messungen durchgeführt und er hat mir stets seinen Rat und seine Hilfe gewährt, sobald schwierige Fragen und Probleme aufgetaucht sind.

IX. Literatur

1. Ahlström, H.: Studies on pulmonary mechanics in infants. Acta Paediat. Scand. Suppl. 244 : 1 (1974).
2. Auld, P.A.M., Nelson, N.M., Cherry, R.B., Rudolph, A.J., Smith, C.A.: Measurements of thoracic gas volume in newborn infant. J.Clin. Invest. 42, 476 (1963).
3. Avery, M.E., Fletcher, B.D.: The lung and its disorders in the newborn infant. W.B.Saunders Company Philadelphia/London/Toronto. 3.Aufl. (1974).
4. Bartels, H., Riegel, K., Wenner, J., Wulf, H.: Perinatale Atmung Springer Berlin/Heidelberg/New York. (1972).
5. Cook, C.D., Sutherland, J.M., Segal, S., Cherry, R.B., Mead, J., McIlroy, M.B., Smith, C.A.: Studies of respiratory physiology in the newborn infant. J.Clin. Invest. 36, 440 (1957).
6. Cross, K.W.: The respiratory rate and ventilation in the newborn baby. J.Appl.Physiol. 109, 459 (1949).
7. Dubois, A.B., Brody, A.N., Lewis, D.H., Burgess, B.F.: Oscillation mechanics of lungs and chest in man. J.Appl.Physiol. 8, 587 (1956).
8. Engström, J., Escardo, F.E., Karlberg, P., Kraepelien, S.: Respiratory studies in children. VI. Timed Vital Capacity in Healthy Children and in Symptome- Free Asthmatic Children. Acta Paediat., Uppsala 48. 114 (1959).
9. Gairdner, D., Hull, D.: Recent Advances in Pediatrics. J.&A. Churchill London (1971).
10. Geddes, L.A., Hoff, H.E., Hickmann, D.M., Moore, A.G.: The impedance pneumograph. Aerospace Med. 33, 28 (1962).
11. Heaf, P.J.D., Scott, P., Smith, W.D.A., Williams, K.G.: A jerkin plethysmograph. Lancet 1, 317 (1961).

12. Karlberg, P., Cherry, R.B., Escardo, F., Koch, G.:
Respiratory studies in newborn infants. I. Apparatur
and methods for studies of pulmonary ventilation and
the mechanics of breathing. Principles of analysis in
mechanics of breathing. Acta Paediat. 49, 345 (1960).
13. Karlberg, P., Koch, G.: Respiratory studies in newborn
infants. III. Development of mechanics of breathing
during the first week of life. A longitudinal study.
Acta Paediat. Suppl. 135, 121 (1962).
14. Klaus, M., Tooley, W.H., Weaver, K.H., Clements, J.A.:
Lung volume in the newborn infant. Pediatrics 30,
111 (1962).
15. Krieger, J.: Thoracic gas volume in infancy. Amer. J.
Dis. Child. 105, 393 (1966).
16. Mantel, K., Riegel, K.: Untersuchungen atemmechanischer
Lungenfunktionsparameter bei Frühgeborenen.
Fortschr. Med. 92, 998 (1974).
17. Mead, J., McIlroy, M.B., Selverstone, J.J., Kriet, E.B.C.:
Measurements of intraesophageal pressure.
J. Appl. Physiol. 7, 491 (1955).
18. Milner, A.D.: The respiratory jacket.
A new method for measuring respiratory function in
childhood and infancy. Dissertation, University of
Cambridge (1971).
19. -: Assessment of respiratory function in childhood
and infancy. In: Gairdner, D., Hull, D.; Recent Advances
in Pediatrics. J. & Churchill London (1971).
20. Neergaard, K., Wirtz, K.Z.: Über eine Methode zur Messung
der Lungenelastizität am lebenden Menschen, insbesondere
beim Emphysem. Z. Klin. Med. 105, 35 (1927).
21. Nelson, N.M., Prod'homme, L.S., Cherry, R.B., Lipsitz, P.J.,
Smith, C.A.: Pulmonary function in the newborn infant
I. Methods: Ventilation and gaseous Metabolism.
Pediatrics 30: 963 (1962).

22. Nelson, N.M., Prodhom, L.S., Cherry, R.B., Lipsitz, P.J., Smith, C.A.: Pulmonary function in the newborn infant V. Trapped gas in the normal infants lung. *J. Clin. Invest.* 42, 1850 (1963).
23. Nelson, N.M.: Neonatal pulmonary function. *Pediat. Clin. N. Amer.* 13, 769 (1966).
24. Otis, A.B., Fenn, W.O., Rahn, H.: Mechanics of breathing in man. *J. Appl. Physiol.* 2, 592 (1950).
25. Polgar, G.: Comparison of methods for recording respiration in newborn infants. *Pediatrics* 36, 861-868 (1965).
26. - and Promadhat: Pulmonary function testing in children. W.B. Saunders Philadelphia/London/Toronto. (1971).
27. Polgar, G.: Practical pulmonary Physiology, A Functional analysis of symptoms and therapeutic measures in respiratory disorders of newborn infants. *Pediat. Clin. N. Amer.* 20, 303 (1973).
28. Smith, W.D.A.: Experiments demonstrating the uptake, distribution and elimination of nitrous oxide in the context of outpatient anaesthesia. Part II. Non breathing experiments and experiments using the jerkin plethysmograph. *Brit. J. Anaesth.* 39, 561 (1967).
29. Spoelstra, A.J.G., Srikasibhandha, S.; Lung mechanics in infants recovering from respiratory distress syndrom. *Biol. Neonat.* 17, 321 (1971).
30. Ulmer, W.T., Reichel, G., Nolte, D.: Die Lungenfunktion. Georg Thieme Verlag. Stuttgart. 106 (1970).

91/39/72

V_T ml	11,5	13	14	14,5	16	17	20
mm Hg	12	12,4	13,3	12,4	14,1 (2)	15	16,6
	12,4	13,3 (2)		12,8	15 (2)	15,8 (3)	
	13,3	14,1		13,3 (2)	15,8 (3)	16,6	
				14,1			

V_T ml 8 16 18 20 22 24 26 28 30 31,5 33 34,5 36 37,5

mm Hg
 4,4 6,8 7,2 9,2 9,2 10,2 10,8(3) 10,8(7) 10,8(4) 10 (2) 10,8 10 13,3 11,6
 7,6(2) 8,4 10 9,6 11,6(2) 11,6 10,8 11,6 12,4 12,4(3) 15
 9,2 10 12,4(4) 11,6 14,1 13,3
 10,4 12 14,1
 10,8 13,3

